

J. L. MORENO
F. FORRIOL
J. CAÑADELL

Laboratorio de Ortopedia Experimental.
Departamento de Cirugía Ortopédica
y Traumatología. Clínica Universitaria.
Facultad de Medicina. Universidad
de Navarra.

Efecto de las ondas de choque sobre el hueso cortical

Effect of shock waves on cortical bone

Resumen

La litotricia ha supuesto uno de los adelantos que mayores beneficios han reportado en los últimos años. Por medio de ondas de choque se pueden tratar con óptimos resultados las litiasis renales y vesicales. Esto hace que se estén buscando nuevos campos de aplicación, pensándose que podrían ser de utilidad en la cirugía ortopédica para fracturar el cemento de las prótesis articulares, evitando destruir así el hueso o para el tratamiento de las pseudoartrosis, etc.

Hemos analizado los efectos de las ondas de choque sobre el hueso cortical empleando un método experimental en corderos practicando unos orificios de distinto tamaño, apreciando la formación de trabeculaciones en el canal medular en la zona de choque de las ondas y también en las zonas bombardeadas un aumento de células mesenquimales y de vasos. Sin embargo, este tratamiento también afecta la reconstrucción normal de hueso y no produce en ningún momento microfracturas ni otro tipo de alteración sobre el hueso cortical normal.

Palabras clave: Litotricia. Hueso cortical. Osteogénesis.

Summary

Lithotricia is an advance that has produced many benefits in recent years. Using shock waves, renal and gallbladder lithiasis can be treated with optimal results. New fields of application are being sought and it has been thought that they could be useful in orthopedic surgery to break cement in articular prostheses, thus avoiding bone destruction, or to treat pseudoarthrosis, etc.

We analyzed the effects of shock waves on cortical bone using an experimental method in lambs. Orifices of different sizes were made and it was found that trabeculae formed in the marrow channel of the area of shock wave application, as well as an increase in mesenchymal cells and vessels. This treatment affects the normal reconstruction of the bone but does not produce microfractures or any other disturbance of normal cortical bone.

Key words: Lithotricia. Cortical bone. Osteogenesis.

Introducción

Los primeros experimentos y estudios sobre la aplicación de las ondas de choque como método terapéutico fueron realizados por COATS, 1956, fracasando al intentar fragmentar cálculos renales y biliares, basado en los trabajos de BERLINICKE y SCHENETTEN, 1951, quienes aplicaron las ondas de choque *in vitro*, rompiendo cálculos biliares pigmentarios mientras que no observaron ningún efecto sobre los cálculos de colesterolina. En 1970 se comenzaron a aplicar ondas de choque acústicas gracias a la colaboración entre Häusler y Dornier Systems GmbH que 7 años después permitiría la publicación de los primeros resultados clínicos favorables¹⁰. En 1980, CHAUSSY establece, después de casi

10 años de investigación experimental con animales e *in vitro*, entre Dornier y la Klinikum Großhadern de Munich, el método y los resultados de los primeros tratamientos.

Las observaciones realizadas por estos autores hicieron posible el inicio de la aplicación clínica de las ondas de choque para la destrucción de los cálculos renales y biliares, dando origen a la litotricia, palabra derivada del griego, que no significa otra cosa que «moler piedras».

Las ondas de choque se caracterizan por producir un pico de presión de amplitud muy grande y de corta duración. Focalizando estas ondas por medio de lentes elipsoides o acústicas se pueden conseguir presiones superiores a 1.000 bars en volúmenes de pocos centímetros cúbicos.

Las ondas de choque, con ciertas limitaciones, siguen las leyes de la acústica y pueden pasar por diferentes materiales sin perder su energía, siempre y cuando no existan diferencias entre las impedancias acústicas (producto de la densidad y de la velocidad del sonido específica del mate-

Correspondencia:

F. FORRIOL. Departamento COT. CUN. Apdo. 192. 31080 Pamplona.

rial)². Cuando las ondas de choque atraviesan las interfaces entre 2 sustancias de diferentes impedancias, las ondas de presión se convierten en ondas de tensión, produciéndose en dicha transformación una liberación de energía mecánica y cuando excede la resistencia del material lo desintegra, especialmente en materiales frágiles.

El objetivo del presente estudio es establecer los efectos inmediatos de las ondas de choque de alta energía cuando se aplican sobre el hueso cortical *in vitro* con el fin de valorar su posible utilidad clínica en el campo de la cirugía ortopédica.

Material y métodos

El animal escogido para la realización del trabajo fue el cordero (*Ovis aries*) con características similares de edad y peso. Se emplearon 49 corderos machos y hembras con edades comprendidas entre los 2 y 3 meses, con un peso entre 16 y 22 kg.

El aparato de generación de ondas de choque fue el Osteostar®, un prototipo realizado por Siemens, Erlangen, Alemania, que utiliza el sistema electromagnético de excitación de las ondas. Era un intensificador de imágenes, Siremobile®, al cual se le acopló un cañón generador de ondas de choque que las transmite a través de un balón hinchable relleno de un medio acuoso. La localización del punto diana se realizó por medio de la pantalla del intensificador de imágenes con el indicador del punto donde se desea impactar la onda de choque. La elección del punto diana debe coincidir en las proyecciones anteroposterior y lateral (fig. 1). El sistema permitía aplicar niveles de energía que varían desde 5 hasta 19, lo que equivale a una densidad de energía entre 0,47 y 1,20 mJ/mm².

Los corderos se agruparon atendiendo el tipo de cirugía realizada y el número e intensidad de las ondas de choque administradas (tabla I).

La anestesia del animal se efectuó por punción de la vena cefálica en la extremidad anterior derecha, lo que per-

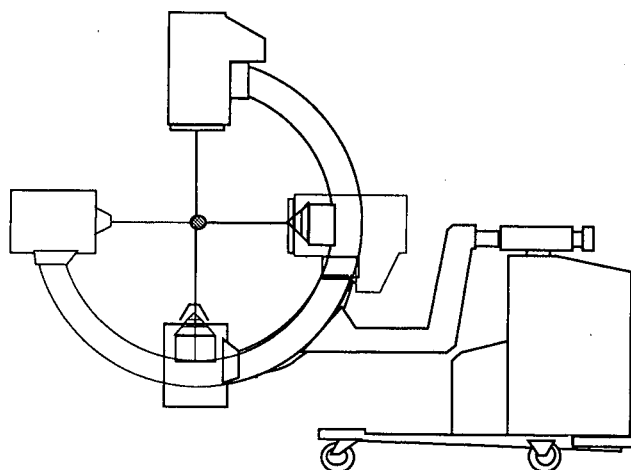


FIG. 1.—Colocación del cañón de litotricia en 2 planos para enfocar sobre el punto diana.

Tabla I

Grupo	N.º	Técnica	Ondas choque	Dosis	Nivel	Sacrificio
I	10	Agujeros	Sí/No	500	Alta/baja	3 semanas
II	11	Ventana	No	---	Control	3 semanas
III	8	Ventana	Sí	500	Baja	3 semanas
IV	7	Ventana	Sí	500	Alta	3 semanas
V	8	Hueso cortical	Sí	1.000	Alta	1 hora- 3 semanas
VI		Partes blandas. Cartílago				

mitió la administración de medicamentos y de fluidoterapia durante la intervención quirúrgica. Empleamos anestesia general, sin intubación endotraqueal, evitando la relajación muscular que podría originar complicaciones en el postoperatorio, administrando tiopental sódico al 2,5%, a razón de 10-15 mg/kg; fentanil, a dosis de 0,0015 mg/kg, y diazepam, 0,2 mg/kg. Durante la intervención quirúrgica, para el mantenimiento adecuado de la anestesia, se utilizaron los mismos medicamentos a dosis menores, aproximadamente dos tercios de la dosis inicial, con un tiempo promedio de 20 minutos entre cada administración.

El animal se colocó en la mesa de operaciones en decúbito supino, dejando el miembro posterior izquierdo libre para manipularlo durante el acto quirúrgico.

La intervención quirúrgica es diferente para los distintos grupos de estudio.

En el caso de las ventanas se practica un abordaje medial de la tibia desde la porción interna, exponiendo la cara externa de la tibia. Se incidió el periostio exponiendo la superficie ósea. Tres centímetros por debajo del borde superior de la tibia se tallaba una ventana cuadrangular con escoplo sobre la cortical externa, de 1,4 × 0,7 cm, lavando con suero fisiológico abundante para arrastrar las astillas que puedan permanecer dentro de la ventana.

Los agujeros se efectuaron sobre la cortical externa de la diáfisis tibial, localizado 3 cm por debajo del borde superior de la tibia; se realizó una pequeña incisión en la piel con bisturí introduciendo el perforador con una broca de 4,5 mm de diámetro hasta la superficie ósea para perforar una cortical. Se repitió el procedimiento hasta completar 3 agujeros dispuestos longitudinalmente en la tibia, separados 1 cm entre sí (fig. 2).

Las ondas de choque se aplicaron en el quirófano experimental 1 semana después de la intervención, anestesiando a los animales con el método indicado anteriormente, sujetando el animal en la mesa operatoria y colocando la extremidad intervenida fuera de la mesa para aplicar el generador de las ondas de choque (Osteostar®) libremente sobre el área deseada. Es importante rasurar la piel y localizar el punto diana de las ondas de choque tanto en los planos anteroposterior como lateral. Se colocó abundante gel conductor sobre la piel del animal y posteriormente se hinchaba el cañón generador de ondas de choque hasta ponerlo en contacto con la piel del animal.

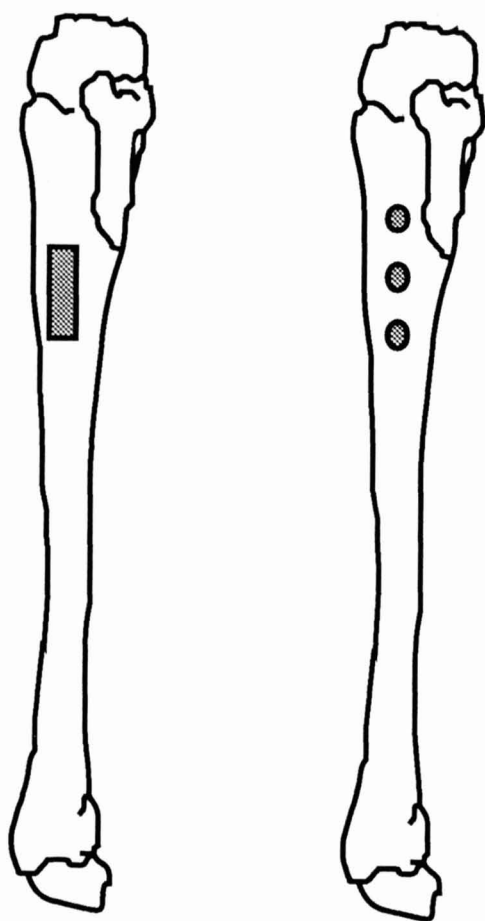


FIG. 2.—Esquema del modelo experimental con ventanas y agujeros.

La intensidad de las ondas aplicadas en el mando que variaba de nivel 7 (mínima intensidad) a nivel 19 (máxima intensidad). La aplicación de las ondas de choque a los diferentes grupo se realizó como se explica en la tabla I.

Transcurrido el período de observación después de la aplicación de las ondas de choque se sacrificó el animal mediante la inyección endovenosa de 1 g de tiopental sódico y 20 meq de ClK, extrayendo las piezas para analizar.

Los métodos de valoración de las muestras fueron el examen histológico y la radiografía.

Después de fijar las piezas se cortaron en sentido longitudinal y transversal, de manera que los cortes abarquen toda la zona a estudiar. Se utilizó un sistema de corte sin decalcificar con sierra industrial de cinta oscilante de diamante (Exakt®) e infiltración en metacrilato. Las tinciones empleadas fueron el tricrómico de Masson-Goldner y tinción de von Kossa.

En algunos casos después de la aplicación de las ondas de choque, se procedió a la administración intramuscular semanal de un marcador óseo diferente (calceína, 30 mg/kg; xilenol, 90; alizarina, 30, y oxitetraciclina, 25) para realizar el estudio de la aposición de hueso nuevo con fluorescencia.

Todos los corderos han sido explorados en el postoperatorio inmediato mediante radiología simple. Se practicó, después de cortadas las piezas, un estudio empleando un equipo para microrradiografía (Faxitron®) que permite obtener imágenes de alta resolución y observar cambios tanto en la medular como en la cortical y el periostio. En 4 casos se ha efectuado un estudio ecográfico del efecto de las ondas de choque sobre el hueso normal antes, inmediatamente después, a 1 y 3 semanas.

Resultados

En el agujero control no se apreciaron trabéculas, se observó con el microscopio de luz polarizada fibras que atraviesan el orificio entrecruzándose. En el agujero superior bombardeado se observaron trabéculas en los bordes del orificio con un tejido mesenquimatoso que lo rellenaba. En la medular interna de los orificios bombardeados aparecen unas formaciones trabeculares en la cortical opuesta con una cortical interna más porosa (fig. 3).

El orificio control presentó una mayor trabeculación,

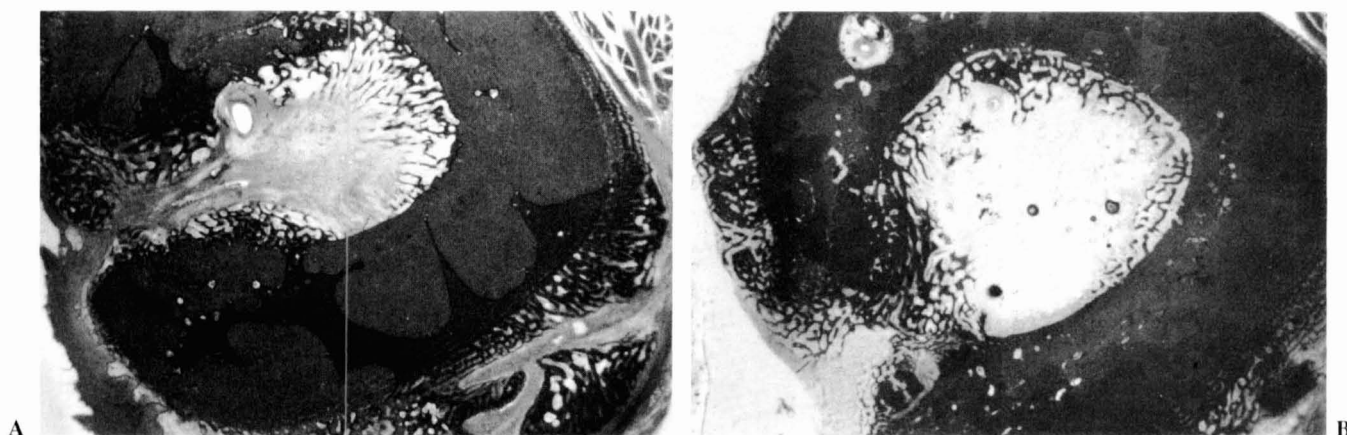


FIG. 3.—Comparación de: A: Un agujero bombardeado donde se aprecia la corriente de osificación sobre la cortical opuesta. B: Un agujero sin bombardear con una trabeculación paralela al eje diafisario.

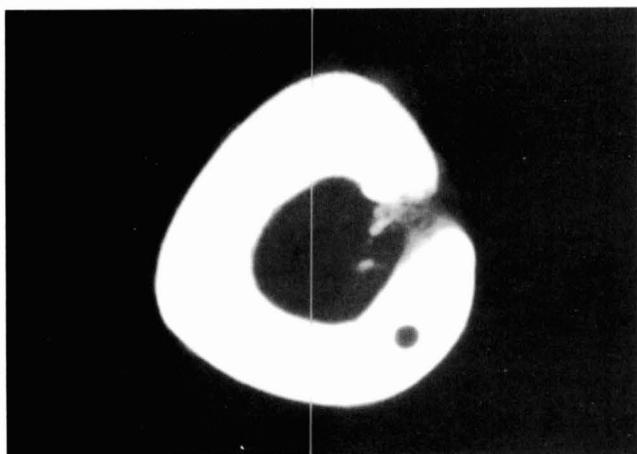


FIG. 4.—Radiografía de un corte transversal. Agujero no bombardeado.

que llegaba hasta la cavidad medular. Los orificios bombardeados no estaban llenos de trabéculas y se encontró un tejido mesenquimal que llegaba a la cortical opuesta con un mayor número de vasos. El orificio no tratado presentaba un puente perióstico trabecular que no se observaba en los bombardeados (fig. 4).

Estudiando el efecto de las ondas de choque sobre las ventanas se observó una reacción endóstica en su interior sin aparecer relleno trabecular. Con la luz polarizada se observaron fibras muy incipientes que se entrecruzaban buscando el centro de la ventana. El reborde de la misma aparece ocupado en su porción proximal y distal ocupado por trabéculas óseas. En el corte longitudinal se apreció de forma constante un puente perióstico y un puente de trabéculas endóstico que intentan unirse entre sí a través de la ventana.

Cuando se analizaron las ventanas bombardeadas el dato más llamativo fue la aparición de un mamelón trabecular en la cara endóstica de la cortical opuesta a la entrada de las

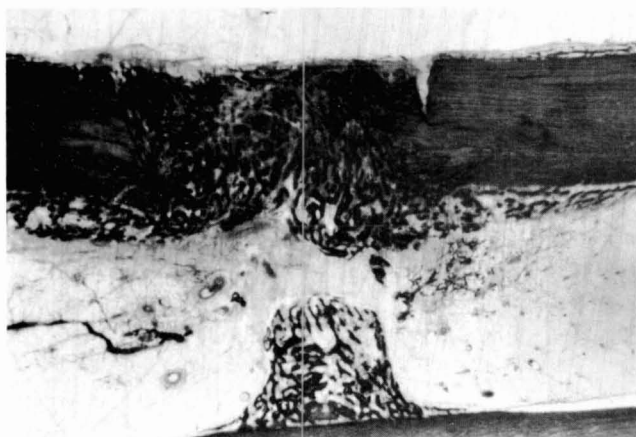


FIG. 5.—Corte histológico. Trabéculas en la zona de impacto de las ondas de choque sobre la cara interna de la cortical opuesta al agujero.

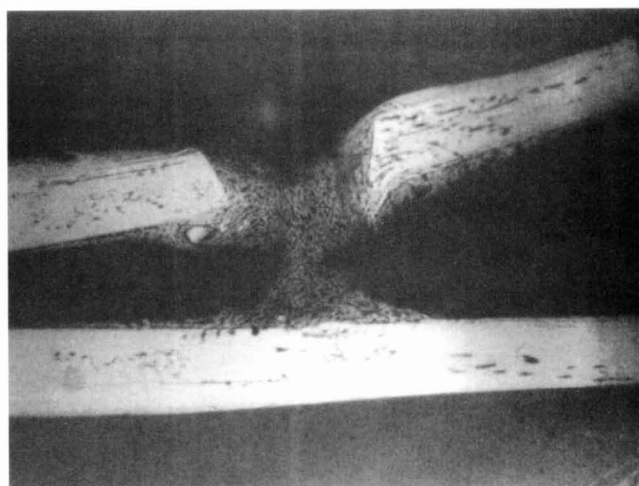


FIG. 6.—Microrradiografía. Trabéculas en la zona de impacto de las ondas de choque sobre la cara endóstica de la cortical opuesta a la entrada de las ondas de choque.

ondas de choque, que se disponía perpendicular al eje longitudinal del hueso. Se observó además una corriente de células mesenquimales con mayor número de vasos (figs. 5 y 6).

El efecto de las ondas de choque sobre el hueso cortical sin tratar previamente se efectuó sobre la tibia izquierda de 8 animales, sacrificándolos entre 1 hora y 3 semanas después del bombardeo con 1.000 choques de alta energía. Se efectuaron radiografías de control y seguimiento ecográfico, no observando ninguna alteración sobre el hueso (fig. 7).

También efectuamos choques sobre la metáfisis proximal de la tibia sin apreciar tampoco alteraciones ni en el hueso esponjoso ni en el cartilago fisario.

Se encontraron fuertes hematomas musculares cuneiformes.

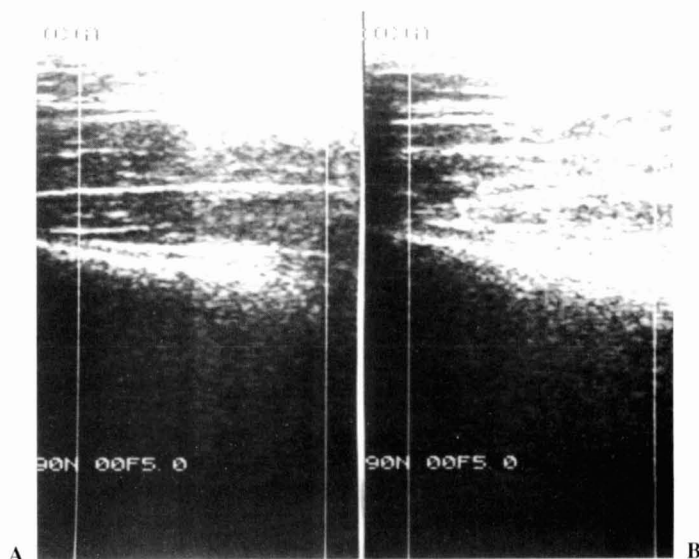


FIG. 7.—Ecografía antes y después del bombardeo con 2.500 ondas de choque a máxima energía en la tibia, sin apreciarse alteraciones en la superficie ósea.

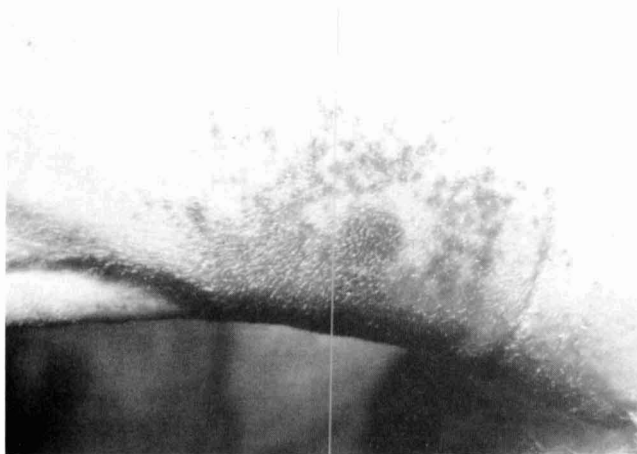


FIG. 8.—Hematoma cutáneo aparecido inmediatamente después del bombardeo.

mes con importantes hemorragias subcutáneas. Las marcas en la piel del animal son muy variables, sin guardar ninguna relación con la energía empleada (fig. 8).

Discusión

La firma Dornier fue la pionera en el diseño de sistemas de litotricia extracorporeal, siendo necesario para su aplicación que el paciente estuviera sumergido en una bañera, aunque posteriormente se desarrollaron nuevos sistemas secos, obviando los inconvenientes del sistema inicial. En la actualidad constituyen el método de tratamiento de elección en los cálculos renales y ureterales, permitiendo destruirlos sin necesidad de cirugía, con poco dolor, evitando los riesgos de la anestesia, disminuyendo la morbilidad y reduciendo costes generados por hospitalización, incapacidad, etc.

Las ondas de choque son ondas de presión que se propagan a través de diferentes sustancias sin disipar una proporción significativa de su energía si la impedancia acústica es similar^{8, 27, 30}. Como la impedancia acústica del agua y de los tejidos blandos del cuerpo (tabla II) son muy semejantes, las ondas de choque generadas bajo el agua son transmitidas a través de los tejidos blandos del cuerpo sin apenas pérdida de energía. Las ondas de choque, al contra-

Tabla III. Impedancia acústica de los tejidos y de algunos biomateriales (WEINSTEIN y cols., 1988)

Material	Densidad (kg/m ³)	Velocidad sonido (m/s)	Impedancia acústica (kg/m ² s)
Aire	1,2	330	416
Agua	1.000	1.437	$1,44 \times 10^6$
Grasa	970	1.480	$1,44 \times 10^6$
Músculo	1.060	1.570	$1,66 \times 10^6$
Hueso:			
— Cortical	1.700	3.600	$6,12 \times 10^6$
— Esponjoso	1.000	1.450	$1,45 \times 10^6$
PMMA	1.180	1.590	$1,88 \times 10^6$
Ti6Al4V	4.490	4.955	$22,25 \times 10^6$

rio que los ultrasonidos, no transforman la energía en calor, por lo que no se produce ningún calentamiento de los tejidos blandos con la transmisión de las ondas de choque. Las ondas de choque, generadas por un emisor situado fuera del cuerpo, son transmitidas como ondas pulsadas longitudinales a través de un medio conductor y por los tejidos hasta llegar al órgano diana²⁰. Son fenómenos acústicos altamente disarmónicos y no lineales caracterizadas por un brusco cambio en la amplitud de presión denominado frente de choque⁶.

En los puntos de transición entre los tejidos con diferente impedancia acústica se produce una transmisión de energía, produciendo una destrucción mecánica en el área del foco de impacto de las ondas de choque²⁴. En la tabla III se observan las diferencias existentes entre el hueso cortical, el esponjoso y el polimetil-metacrilato (PMMA) o cemento utilizado con tanta frecuencia en cirugía ortopédica³⁰.

En el afán por encontrar nuevas aplicaciones en el campo de la litotricia urológica se ha intentado probar su papel en el tratamiento de los tumores²² y en otras especialidades que son hoy objeto de estudio.

Aunque se han efectuado estudios del efecto de las ondas de choque sobre el hueso cortical éste no ha sido nunca el punto diana de las ondas de choque.

Dentro de la cirugía ortopédica las ondas de choque pensamos que podrían tener grandes ventajas si fuese posible romper el cemento de las prótesis de cadera, lo que facilitaría enormemente los recambios y para efectuar osteotomías sin necesidad de abrir los tejidos blandos. WEINSTEIN y cols., 1986, propusieron el uso preoperatorio de las ondas de choque en los casos de aflojamiento de prótesis de cadera cementadas con la intención de provocar la desintegración de las partículas de cemento y facilitar el recambio. Estudios posteriores del mismo autor en animales³⁰ parecían estar a favor de este concepto, pero autores como KARPMAN y cols. (1987) han probado su ineficacia en la cirugía de revisión de prótesis totales de cadera. También BRAUN y cols. (1992) observaron que las ondas de choque inducen intravasación de la médula ósea, por lo que no recomiendan el tratamiento prequirúrgico con ondas de choque en la revisión de prótesis de cadera por el

Tabla II. Impedancia acústica de algunos tejidos corporales

Tejido	Impedancia acústica (g/cm seg ¹⁰)
Agua	1,49
Grasa	1,37
Músculo	1,72
Riñón	1,63
Cálculo renal	5,6-14,4
Hueso cortical	7,38

peligro de producir embolias grasas. Estas observaciones fueron similares a las encontradas por otros grupos de investigadores, entre los que se cuentan GRAFF y cols. (1987) y RICHTER y SENGE (1988), quienes señalan sangrado intramedular y necrosis de la médula ósea después del tratamiento con ondas de choque. Frente a los efectos tóxicos de los rayos láser y a los posibles daños que produce en el hueso las ondas de choque CAILLOUETTE y cols. (1991) proponen la utilización de ultrasonidos.

La acción de las ondas de choque sobre el hueso cortical es, desde nuestro punto de vista, de gran interés, pues si los cambios a nivel del hueso fuesen predecibles la aplicación de las ondas podrían utilizarse para crear fracturas o microfracturas que facilitarían, por un lado, producir osteotomías u osteoclasias sin necesidad de intervenir quirúrgicamente y, por otro lado, las ondas de choque pueden producir con estas microfragmentaciones óseas, hematomas que serían capaces de inducir el crecimiento óseo, lo que puede ser de utilidad para el tratamiento de los retardos de consolidación, pseudoartrosis o acelerar la consolidación fisiológica de las fracturas.

Con estas premisas hemos elaborado un protocolo de trabajo para estudiar el efecto de las ondas de choque sobre la consolidación ósea, produciendo unas ventanas sobre el hueso cortical y en otros casos agujeros para comparar grupos tratados con ondas de choque y otros que no son tratados. El modelo experimental de las ventanas ha resultado totalmente satisfactorio y constituye un modelo inicial para trabajos posteriores, si bien SHAPIRO (1988) estudió la reparación del hueso cortical utilizando agujeros, observando una progresión de la célula mesenquimal al osteoblasto y de éste al osteocito con uniones intercelulares por filamentos intracelulares. El sistema lagunar y canicular se coloca de una manera determinada para soportar la situación crítica de la comunicación célula-célula y sirve como patrón para las corrientes endogénicas iónicas en el hueso.

Autores como HASCHE-KLÜNDER (1952), JOHNER (1972) y DRAENERT (1992) han estudiado la osificación de orificios diafisarios. HASCHE-KLÜNDER, en perros, efectuando orificios de diámetros entre 1 y 1,8 mm observaron a los 40 días de la intervención relleno de tejido fibroso con formación de hueso primario en los márgenes. Según DRAENERT (1992), orificios de diámetro de 1 mm a las 4 semanas está cerrado y al final de la tercera semana aparecen sistemas haversianos. Con orificios de 1,5 mm de diámetro la remodelación después de 20-22 semanas se puede considerar completa. En los orificios grandes la reabsorción del hematoma por los macrófagos hace que las células permanezcan en los bordes y a los 4 días sean visibles las fibras y la matriz ósea, comenzando a mineralizarse entre el cuarto y séptimo día. En la diáfisis y con defectos de 4 mm curan completamente, mientras que en las metáfisis permanece abierto.

La primera señal de curación ósea, tanto en un orificio como en una ventana, proviene del endostio. Después aparece un puente perióstico que cierra el espacio de forma hermética. Las astillas óseas se integran en el hueso neoformado y contribuyen a la formación del nuevo hueso, por lo que en la realización del presente trabajo hemos in-

sistido en el lavado-aspiración abundante de suero fisiológico durante la intervención.

Un problema importante a la hora de establecer un modelo experimental sobre hueso lo constituye la comparación del proceso de mineralización. Según los estudios de MARKS y cols., 1988, la mineralización de la matriz está mediada por vesículas formadas por las células y tienen propiedades que les permiten secuestrar calcio y originar los primeros cristales de mineral con la activación de la fosfatasa alcalina. La mineralización del colágeno adyacente tiene lugar inicialmente en y entre las fibras; los cristales se orientan de forma paralela a las fibras.

Con la técnica del tratamiento con ondas de choque sobre un tejido vivo, cuando no hay trabajos o referencias previas, plantea diferentes cuestiones, como es el número de choques, su frecuencia, la energía de las ondas y en nuestro caso también ha jugado un papel importante, el momento de efectuar el tratamiento. En el caso de las ventanas siempre hemos efectuado 500 choques, un número aleatorio, pero procurando que no fuese excesivo.

La frecuencia de las ondas viene dada por las condiciones técnicas del aparato utilizado. Siemens ha utilizado para ello su experiencia con los tratamientos en la patología urológica y biliar.

Sobre la energía utilizada el Osteostar® tiene una serie de posibilidades, por lo que hemos utilizado en todos nuestros experimentos grupos tratados con alta energía y grupos tratados con baja energía, teniendo en cuenta que cuando hablamos de baja energía con el Osteostar® siempre se encuentra en niveles superiores a la de otros aparatos utilizados en urología, como puede ser el Litostar®.

Por último, una de las grandes dudas que hemos tenido al plantear el protocolo de este trabajo ha sido sobre el momento de efectuar el tratamiento. Hemos elegido los 15 días después de producir la lesión en el hueso porque efectuarlo de forma inmediata podría desorganizar el hematoma y al efectuarlo demasiado tarde podría tener un efecto nocivo al destruir el hueso ya formado o carecer de efecto.

Las ondas de choque han probado su capacidad de destruir cálculos en el laboratorio y en la práctica clínica. Experimentos *in vitro* han demostrado que aumentando la energía y el pico de presión se puede conseguir un efecto destructor más rápido. De otra parte, las ondas de choque de alta energía enfocadas en una zona de pocos mm² son también capaces de destruir cálculos, produciendo primero una erosión local superficial astillándolo en pequeños fragmentos. Ambos fenómenos ocurren simultáneamente y la proporción de cada uno está dada por la composición del material, el tipo de fuente y la energía aplicada.

SUKUL y cols., 1992, ante la semejanza en la impedancia acústica de las piedras renales y el hueso cortical asumen que las ondas de choque aplicadas directamente sobre el hueso cortical, focalizado en la cortical, induce una transmisión de energía a nivel de la interfase entre el tejido blando y el hueso que producen cambios a nivel de la cortical. La aplicación de 10.000 choques de nivel 9 produce los mayores cambios en la cortical ósea y a veces llega a producir una fractura completa²⁴, si bien es una fractura de corte poco limpio, consideran que las ondas de choque son

capaces de producir destrucción de la cortical ósea, considerando que los primeros efectos aparecen aproximadamente entre 1.000 y 2.000 choques y que después de 5.000 no se producen más cambios. Los primeros cambios parecen astillas corticales con tamaños entre 0,1 a 3 mm. Después de 5.000 choques no se vieron nunca fracturas con energías comprendidas entre 0,23 y 0,54 mJ/mm²; sin embargo, observaron que con el aumento de la densidad de energía los cambios corticales eran más importantes en todos los huesos. Llegan a la conclusión de que las ondas de choque sobre el hueso cortical pueden producir daños si el nivel de energía y el número de choque son lo suficientemente altos. El grado de cambios en la cortical están directamente relacionados con la energía de aplicación y cuanto más alta sea la energía mayores serán los cambios en la cortical y siguiendo las conclusiones de WEINSTEIN y cols. (1988) piensan que los cambios no guardan relación con el número de choques aplicados. Sin embargo, debe existir una relación entre la energía y el número de ondas de choque para conseguir un efecto.

GRAFF y cols. (1987) encuentran una correlación significativa entre la presión transmitida por el hueso y el grosor de la cortical ósea y sospechan que la atenuación de la energía está influida principalmente por la cantidad de hueso esponjoso. Los trabajos de WEINSTEIN y cols. (1988) y de KARPMAN y cols. (1987) demuestran un efecto insignificante sobre la cortical ósea.

No hemos encontrado este efecto ni sobre las ventanas ni en los agujeros ni tampoco en el hueso normal. A pesar de las conclusiones obtenidas por VALCHANOU y MICHAILOV (1991) y SUKUL y cols. (1992) no hemos observado ningún efecto de las ondas de choque sobre el tejido óseo cortical ni esponjoso. En ninguna de las preparaciones efectuada por nosotros se ha apreciado fragmentación ósea ni tampoco erosión superficial. En una ocasión efectuamos 2.000 choques sobre hueso cortical sin tratamiento previo, no observando ecográficamente ninguna variación de forma inmediata ni tampoco en los 15 días sucesivos. Estudiado el hueso histológicamente tampoco se apreciaron grietas o deformaciones en el mismo.

Hemos observado, por el contrario, cómo las ondas de choque, tanto a energía alta como baja, producen fuertes hematomas musculares y subcutáneos que llegan a producir hemorragias cutáneas más o menos vistosas desde áreas hemorrágicas hasta no apreciarse absolutamente nada, pasando por petequias, sin guardar relación con la energía de las ondas de choque. Esto se puede explicar porque la propagación mecánica de las ondas está relacionada con las propiedades mecánicas de los tejidos vivos y en cada tejido pueden comportarse de 2 formas distintas, como ondas de cizallamiento o como ondas de compresión. La velocidad de propagación de una onda varía con la densidad, elasticidad y viscosidad de los tejidos^{11, 19}. WANG y cols. (1983) y CHEN y SAHA (1987) observaron una disminución de la velocidad de propagación de ondas de ultrasonidos con el aumento de la edad, siendo también diferentes para hombres y mujeres de la misma edad.

GRAFF y cols. (1987) y RICHTER y cols. (1988) señalan que las ondas de choque inducen una hemorragia en la

cavidad medular, y necrosis de la médula ósea. En nuestro estudio tampoco hemos observado estos fenómenos. La grasa de la medular que en el cordero es muy abundante, no ha mostrado alteraciones. En muchas preparaciones un aumento de los vasos intramedulares y una neoformación ósea en el punto de impacto de las ondas de choque en la cavidad medular. La explicación de la neoformación intramedular puede ser debido, en primer lugar, por las diferentes características del periostio y del endostio y, en segundo lugar, a que la cortical externa está recubierta por el periostio y esté unido a los músculos, mientras que el hueso cortical interno está en una cavidad rellena de tejido adiposo, siendo muy distintas las impedancias acústicas de uno y de otro.

La producción de hemorragias por rotura de los capilares endoteliales podría ser la causa de estas formaciones óseas. Siguiendo trabajos clásicos, como los de KEITH (1928), quien consideraba la célula endotelial como osteoprogenitora o TRUETA (1963), las células endoteliales son células intermedias, precursoras de las células osteoblásticas. Autores como HULTH y cols. (1964) han establecido igualmente una relación entre el crecimiento vascular y la formación de nuevo hueso. BRIGHTON y cols. (1991), por su parte, analizando ultraestructuralmente la formación de callo de fractura temprano en el conejo, establecen que las células endoteliales en su desarrollo pueden transformarse y seguir el camino de la angiogénesis o transformarse en células mesenquimales polimórficas, por lo que los capilares juegan un papel primordial en la formación ósea. Las células endoteliales, reticulares, mesenquimales polimórficas y los osteoblastos están correlacionados de una forma todavía desconocida en la formación inicial del hueso.

En nuestro trabajo las ondas de choque han producido fuertes hematomas subcutáneos y musculares inmediatamente después del bombardeo, si bien hay que señalar que no han producido calcificaciones intramusculares en los animales de nuestro estudio y que cuando hemos obtenido las piezas para su corte éste se había reabsorbido en su gran mayoría 15 días después del bombardeo. Sin embargo, nos parece un tema a tener en cuenta si se utilizan las ondas de choque en clínica, ya que tampoco hemos dejado evolucionar los animales el tiempo suficiente para sacar datos concluyentes. Las hemorragias cutáneas son muy variables, no apreciándose graves consecuencias en ninguno de los animales.

Conclusiones

Las ondas de choque producen una formación en la cortical interna opuesta al orificio de entrada acompañado en ocasiones de una mayor porosidad del hueso cortical.

Los orificios, agujeros o ventanas, bombardeados presentan un tejido mesenquimatoso con numerosas células y mayor número de vasos.

Las ondas de choque pueden alterar la reconstrucción normal del hueso, pues en el grupo control las trabéculas saltan de un borde a otro de la ventana, mientras que en el bombardeo esto no ocurre y se aprecia una trabeculación

que aparecen en la cara endostal de la cortical opuesta a la entrada de las ondas de choque.

Bibliografía

- BERLINICKE, M. L., y SCHENETTEN, F.: «Über beeinflussung von gallenstein durch ultraschall *in vitro*». *Klin. Wochensh.*, 390, 1951.
- BRAUN, W.; CLAES, L.; RÜTER, A., y PASCHKE, C.: «Effects of extracorporeal shockwaves on the stability of the interface between bone and polymethylmethacrylate: An *in vitro* study on human femoral segments». *Clin. Biomechanics*, 7: 47, 1992.
- BRIGHTON, C. T., y HUNT, R. M.: «Early histological and ultrastructural changes in medullary fracture callus». *J. Bone Joint Surg.*, 73A: 832, 1991.
- CAILLOUETTE, J. T.; GORAB, R. S.; KLAPPER, R. C., y ANZEL, S. H.: «Revision arthroplasty facilitated by ultrasonic tool cement removal». *Orthop. Review*, 353, 1991.
- COATS, E. C.: «The application of ultrasonic energy to urinary and biliary calculi». *J. Urol.*, 75: 865, 1956.
- CHAUSSY, C.: *Extracorporeal shock wave lithotripsy*, 2.^a ed. Karger. Basilea, 1986.
- CHEN, I. I. H., y SAHA, S.: «Wave propagation characteristics in long bones to diagnose osteoporosis». *J. Biomechanics*, 20: 523, 1987.
- DELIUS, M.; BRENDDEL, W., y HEINE, G.: «A mechanism of gallstone destruction by extracorporeal shock waves». *Naturwiss.*, 75: 200, 1988.
- DRAENERT, K.: «Morphologie der knochenbruchheilung und ihrer störungen». En: Springorum, K., y Katthagen, B. D. (eds.). *Schwerpunkte der orthopädie*. G Thieme Verlag. Stuttgart, 56-65, 1992.
- FORßMANN, B.; HEPP, W., y CHAUSSY, C.: «Eine methode zur berührungsfreien zertrümmerung von nierensteinen durch». *Stoßwellen Biomed. Technik*, 22: 164, 1977.
- GIERKE, H. E., VON; OESTREICHER, H. L.; FRANKE, E. K.; PARRACK, H. O., y WITTERN, W. W.: «Physics of vibrations in living tissues». *J. Appl. Physiol.*, 4: 886, 1952.
- GRAFF, J.; RICHTER, K. D., y PASTOR, J.: «Wirkung von hochenergetischen stoßwellen auf knochengewebe». *Verh. Dtsch. Ges. Urol.*, 39: 76, 1987.
- HASCHE-KLÜNDER, R.: «Tierexperimenteller beitrag zur frage der "angiogenen" callusbildung». *Arch. Orthop. Unfall. Chir.*, 45: 355, 1952.
- HULTH, A., y OLERUD, S.: «Early fracture callus in normal and cortisone treated rats. A study by a combination of tetracycline labelling, microangiography and microradiography». *Acta Orthop. Scand.*, 34: 1, 1964.
- JOHNER, R.: «Zur knochenbildung in abhängigkeit von der defektgröße». *Helv. Chir. Acta*, 39: 409, 1972.
- KARPMAN, R. R.; MAGEE, F. P.; GRUEN, T. W. S., y MOBLEY, T.: «The lithotripter and its potential use in the revision of total hip arthroplasty». *Orthop. Rev.*, 16: 38, 1987.
- KEITH, A.: «Concerning the origin and nature of osteoblasts». *Proc. Roy. Soc. Med.*, 21: 301, 1928.
- MARKS, S. C., y POPOFF, S. N.: «Bone cell biology: The regulation of development, structure, and function in the skeleton». *Am. J. Anat.*, 183: 1, 1988.
- MRIDHA, M.; ODMAN, S., y OBERG, P. A.: «Mechanical pulse wave propagation in gel, normal and oedematous tissues». *J. Biomechanics*, 25: 1213, 1991.
- REICHENBERGER, H.: «Lithotripter systems». *Proceedings of the IEEE*, 76: 1236, 1988.
- RICHTER, K. D., y SENGE, T. H.: *Die wirkungextrakorporaler stoßwellen auf beckengegend und Oberschenkel-experimentelle untersuchungen an kaninchen und beagle-hunden*. Zwischenbericht, Westfälische Wilhelms Universität Münster. Dornier Med. Technik, 1988.
- RUSSO, P.; STEPHENSON, R. A., y MIES, C.: «High energy shock waves suppress tumor growth *in vitro* and *in vivo*». *J. Urol.*, 135: 626, 1986.
- SHAPIRO, F.: «Cortical bone repair». *J. Bone Joint. Surg.*, 70A: 1067, 1988.
- SUKUL, D. M. K. S. K.; JOHANNES, E. J.; PIERIK, E. G. J. M.; VAN EIJK, G. J. W. M., y KRISTELIJN, M. J. E.: «The effect of high energy shock waves focused on cortical bone: An *in vitro* study». *J. Surg. Res.*, 53, 1992.
- TRUETA, J.: «The role of vessels in osteogenesis». *J. Bone Joint. Surg.*, 45B: 402, 1963.
- VALCHANOU, V. D., y MICHAÏLOV, P.: «High energy shock waves in the treatment of delayed and nonunions fractures». *Int. Orthop. (SICOT)*, 15: 181, 1991.
- VERGUNST, H.; TERPSTRA, O. T.; SCHRÖDER, F. H., y MATURA, E.: «Assessment of shock wave pressure profiles *in vitro*: Clinical implications». *J. Lithotripsy Stone Dis.*, 1: 289, 1989.
- WANG, F. Y.; PAL, S., y SAHA, S.: «The assessment of *in vivo* bone condition in humans by impact response measurement». *J. Biomechanics*, 16: 849, 1983.
- WEINSTEIN, J.; WROBLE, R., y LOENING, S.: «Revision total joint arthroplasty facilitated by extracorporeal shock wave lithotripsy: A case report». *Iowa Orthop. J.*, 6: 121, 1986.
- WEINSTEIN, J. N.; OSTER, D. M.; PARK, J. B.; PARK, S. H., y LOENING, S.: «The effect of the extracorporeal shockwave lithotripter on the bone-cement interface in dogs». *Clin. Orthop.*, 235: 261, 1988.